

Abstract:

An apparatus for high-frequency coagulation of biological tissue produces well-controllable and uniform coagulation, even when dealing with highly non-homogenous tissue. For that purpose a front and a rear electrode (5, 8) which are each at least partially cylindrical and which are arranged in succession in the direction of a common longitudinal axis (9) are so dimensioned that the dimension ( $d_1$ ) of a front electrode (8) is smaller than the dimension ( $d_2$ ) of a rear electrode (5).

10

Description

The invention concerns an apparatus for high-frequency coagulation of biological tissue having at least a front and a rear electrode which are each at least partially cylindrical and which are arranged in succession in the direction of a common longitudinal axis, and have exposed outside surfaces which are of different dimensions in the direction of the longitudinal axis.

Apparatuses of that kind are known from US patent specification No 39 20 021 and EP 0 040 138.

20 The bipolar coagulation instrument described in US patent specification No 39 20 021 has two coaxial cylindrical electrodes, wherein however the rear electrode is of a smaller dimension in the direction of the common longitudinal axis of the instrument than the front electrode.

25 The aim of the present invention is to provide an apparatus for high-frequency coagulation of biological tissue, which is suitable in particular for the operative curing of palpitations or cardiac disrhythmia.

30 The invention is based on the realization that very good coagulation results can be achieved when, in an apparatus of kind set forth in the opening part of this specification, the dimension of the front electrode is smaller than that of the rear electrode.

Many different investigations on living tissue have shown that, in the case of a symmetrical arrangement of bipolar electrode surfaces (that

is to say electrodes whose outside surfaces are of equal dimensions in the above-indicated sense), the coagulate preferably builds up between the electrode surfaces of equal size. When such a symmetrical arrangement of the electrodes is used, variations in the tissue structure or the blood 5 circulation in the tissue scarcely result in displacement of the location of the coagulate out of the region between the electrode surfaces.

In the case of electrode surfaces which are of an extremely asymmetrical configuration (that is to say with an extreme difference in the dimensions of the electrode surfaces) the coagulate grows in a 10 spherical configuration around the smaller front electrode, similarly to the case of a so-called monopolar electrode. If in that case the front electrode surface is in a tissue zone involving non-homogenous conductivity, the high frequency field is propagated in a manner which cannot be accurately controlled. An arrangement of extremely asymmetrical electrodes is in 15 that respect similar to a pure monopolar arrangement in which a comparatively large second electrode is formed by a "neutral electrode".

The realization according to the invention that the dimensions of the electrodes and in particular the ratio of such dimensions are important considerations makes it possible to achieve precisely controlled 20 coagulation effects in tissue structures with severely non-homogenous properties, that is to say the formation of the coagulate can be controlled as desired.

In a preferred embodiment of the apparatus according to the invention, it is provided that the ratio of the dimensions of the front and 25 rear electrodes is between 5:6 and 1:5.

The front electrode is between 5 and 50% and preferably between 10 and 30% shorter than the rear electrode. In the case of a curved configuration of the electrodes, in particular the front electrode, the term "dimension" is to be interpreted as meaning the projection of the outside 30 surface of the electrodes onto a straight line parallel to the longitudinal axis of the elongate coagulation apparatus.

It has surprisingly been found that, with the dimensions of the electrodes in accordance with the invention, the result is a configuration in respect of the HF-field lines which affords uniform and well-controllable 35 coagulation, even in the event of non-homogenous conditions in the area

around the electrodes. The lesion can be very well controlled and limited. That applies in particular in regard to uses on the living pulsating heart wherein the instrument is disposed in the blood and the front electrode presses against the cardiac tissue. In the case of an attempt at 5 coagulation with a symmetrical electrode arrangement (that is to say, the same dimensions for the electrodes), it is scarcely possible to detect a lesion in the cardiac tissue. Instead, dangerous blood clots are formed at the electrode surface which is disposed in the blood. If in contrast the electrode arrangement is excessively asymmetrical, then the coagulation 10 center is uncontrollably displaced by the greatly unequal conductivity of blood and tissue.

It is only in the case of an arrangement of the electrodes in accordance with the invention, that is to say slightly asymmetrical, that the coagulation center remains close to the electrodes. In that situation 15 coagulation is temperature-controlled in per se known manner. For that purpose, in accordance with a preferred embodiment of the invention, a heat sensor is embedded in the front electrode.

In accordance with another preferred configuration of the apparatus according to the invention it is provided that more than two electrode 20 surfaces are arranged in the front region of the instrument. Coagulation can then be implemented selectively between selected electrode surfaces.

Another configuration of the invention provides that different high frequency energies are simultaneously or successively delivered to the individual electrode surfaces. That makes it possible to achieve a mode of 25 distribution of the high-frequency energy in the tissue, which can be specifically and definitely calculated.

In accordance with another alternative configuration the invention provides that the electrode surfaces are used not only for coagulation but also as measuring sensors for determining the impedance of the 30 surrounding tissue.

In accordance with another modification the invention provides that the different electrode surfaces, besides being used for coagulation, are also employed as measuring sensors for determining the spatial distribution of the high frequency energy and for controlling coagulation 35 propagation.

In accordance with another configuration which can also be used independently of the other features of the invention, it is provided that a pressure sensor which is known as such is arranged in the tip of the coagulation device, in order to be able to detect different tissue structures.

5 It is also possible with such a pressure sensor to measure pressures, in particular fluid pressures, before, during and after coagulation.

In accordance with a preferred configuration of this embodiment of the invention the pressure sensor is arranged in direction-dependent fashion in the tip of the coagulation instrument so that it can be used for 10 determining the positions of the electrodes.

An embodiment of the invention is described in greater detail hereinafter with reference to the drawing in which:

Figure 1 is a diagrammatic view of an apparatus for high frequency coagulation, and

15 Figure 2 is a view on an enlarged scale showing the detail A of the apparatus illustrated in Figure 1.

The apparatus illustrated in the Figures involves a cardiac catheter comprising a highly elastic steel spring sheathed with extremely elastic plastic material.

20 A metal case 1 contains micro-electronic devices for digital encoding of the type of instrument used and for storage of the physical properties of the instrument. The apparatus is connected to a high frequency generator known as such, by means of a plug connector 2. The principles of high frequency coagulation and the control thereof are presumed here 25 to be known.

Figure 2 shows the detail A from Figure 1 and the configuration according to the invention of the tip of the coagulation apparatus.

30 A spiral spring 3 of spring steel supports and guides the electrodes. The spiral spring 3 is sheathed on the outside by insulating material 3' so that the feed means 5' for a rear electrode 5 is electrically separated from the spiral spring 3. Arranged on the outside of the feed means 5' is an insulating cover 4 of insulating plastic material as show in Figure 2.

As can be seen from Figure 2, all illustrated components of the coagulation apparatus are rotationally symmetrical with respect to a 35 longitudinal axis 9. Adjoining the rear electrode 5, in a direction towards

the patient end of the apparatus, is a ring 6 of electrically insulating material (plastic material). Adjoining the ring 6, at the patient end of the apparatus, is a front electrode 8. The outside surfaces of the rear electrode 5, the insulating ring 6 and the front electrode 8 are in mutually 5 adjoining flush step-less relationship. The exposed outside surfaces 10, 11 of the front and rear electrodes 8 and 5 respectively, which thus come into contact with the tissue etc., are cylindrical and coaxial and are of the same diameter outside a curved portion 10' of the front electrode 8.

Figure 2 shows the dimensions  $d_1$  of the front electrode 8,  $d_3$  of the 10 insulating ring 6 and  $d_2$  of the rear electrode 5 including sizes given by way of example in millimeters. In the illustrated embodiment the dimension  $d_1$  of the front electrode 8 in the direction of the longitudinal axis 9 is 3 mm while the corresponding dimension  $d_2$  of the rear electrode 5 is 4 mm. The ratio of the dimensions is therefore 3:4. The dimension 15  $d_3$  of the insulating ring 6 in the direction of the longitudinal axis 9 corresponds to the dimension  $d_1$  of the front electrode 8.

The dimension  $d_3$  of the insulating ring preferably corresponds to the dimension  $d_1$  of the front electrode 8, with a deviation of  $\pm 25\%$ .

Arranged precisely in the center of the front electrode 8 is an NiCr- 20 Ni thermoelectric element 7 which is fixed by means of an adhesive which is a very good conductor of heat. The thermoelectric element 7 serves for temperature control of coagulation.

25

### Claims

1. Apparatus for high-frequency coagulation of biological tissue having at least a front (8) and a rear electrode (5) which are each at least partially cylindrical and which are arranged in succession in the direction of a common longitudinal axis (9), and have exposed outside surfaces (10, 30 11) which are of different dimensions ( $d_1$ ,  $d_2$ ) in the direction of the longitudinal axis (9), characterized in that the dimension ( $d_1$ ) of the front electrode (8) is smaller than the dimension ( $d_2$ ) of the rear electrode (5).

2. Apparatus as set forth in claim 1 characterized in that the ratio of the dimensions of the front and rear electrodes is between 5:6 and 1:5.

3. Apparatus as set forth in one of claims 1 and 2 characterized  
5 in that a heat sensor (7) is arranged in the front electrode between the outside surfaces (10) thereof.

4. Apparatus as set forth in one of the preceding claims characterized in that more than two electrodes are arranged in the front region of the apparatus and coagulation is selectively provided between  
10 various electrode surfaces.

5. Apparatus as set forth in one of the preceding claims characterized in that different high frequency energies can be simultaneously or successively applied to the individual electrode surfaces.

6. Apparatus as set forth in one of the preceding claims  
15 characterized in that the electrode surfaces (10, 11) are provided as measuring sensors for determining the tissue impedance.

7. Apparatus as set forth in one of the preceding claims characterized in that the electrode surfaces (10, 11) are used as  
20 measuring sensors for determining high frequency distribution and for monitoring coagulation propagation.

8. Apparatus as set forth in one of the preceding claims characterized in that a pressure sensor is arranged in the front region of the apparatus.

9. Apparatus as set forth in one of the preceding claims  
25 characterized in that a direction-dependent pressure sensor is arranged in the tip of the apparatus.

⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑯ Offenlegungsschrift  
⑯ DE 3930451 A1

⑯ Int. Cl. 5:

A 61 B 17/39

A 61 B 5/05

A 61 B 5/02

A 61 B 5/03

⑯ Aktenzeichen: P 39 30 451.5  
⑯ Anmeldetag: 12. 9. 89  
⑯ Offenlegungstag: 21. 3. 91

⑯ Anmelder:

Fischer MET GmbH, 7800 Freiburg, DE

⑯ Vertreter:

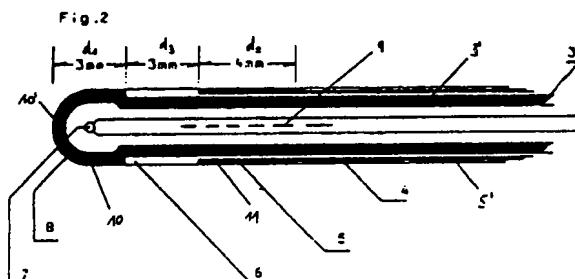
Wuesthoff, F., Dr.-Ing.; Frhr. von Pechmann, E.,  
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Behrens, D., Dr.-Ing.; Goetz,  
R., Dipl.-Ing. Dipl.-Wirtsch.-Ing.; Hellfeld von, A.,  
Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., Pat.-Anwälte, 8000 München

⑯ Erfinder:

Hoffmann, Ellen, Dr.med.; Steinbeck, Gerhard, Prof.  
Dr.med., 8000 München, DE; Mattmüller, Rudi,  
Ing.(grad.), 7800 Freiburg, DE

⑯ Vorrichtung für die Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe

Eine Vorrichtung für die Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe liefert auch bei sehr inhomogenem Gewebe eine gut steuerbare und gleichmäßige Koagulation. Hierzu sind eine vordere und eine hintere Elektrode (5, 8), die jeweils zumindest teilweise zylindrisch und in Richtung einer gemeinsamen Längsachse (9) hintereinander angeordnet sind, so bemessen, daß die Abmessung (d<sub>1</sub>) einer vorderen Elektrode (8) geringer ist als die Abmessung (d<sub>2</sub>) einer hinteren Elektrode (5).



DE 3930451 A1

DE 3930451 A1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung für die Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe mit zu mindest einer vorderen und einer hinteren Elektrode, die jeweils zum mindest teilweise zylinderförmig und in Richtung einer gemeinsamen Längsachse hintereinander angeordnet sind sowie freiliegende Außenflächen aufweisen, die unterschiedliche Abmessungen in Richtung der Längsachse haben.

Solche Vorrichtungen sind aus der US-PS 39 20 021 und der EP 00 40 138 bekannt.

Das in der US-PS 39 20 021 beschriebene, bipolare Koagulationsinstrument weist zwei koaxiale zylinderförmige Elektroden auf, wobei jedoch die hintere Elektrode eine geringere Abmessung in Richtung der gemeinsamen Längsachse des Instrumentes hat als die vordere Elektrode.

Die vorliegende Erfindung setzt sich das Ziel, eine Vorrichtung für die Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe zu schaffen, die insbesondere für die operative Heilung von Herzrhythmusstörungen geeignet ist.

Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, daß dann sehr gute Koagulationsergebnisse erzielt werden können, wenn bei einer Vorrichtung der eingangs genannten Art die Abmessung der vorderen Elektrode kleiner ist als die der hinteren Elektrode.

Vielfältige Untersuchungen an lebendem Gewebe haben gezeigt, daß bei einer symmetrischen Anordnung bipolarer Elektrodenflächen (also Elektroden, deren Außenflächen im obigen Sinn gleiche Abmessungen aufweisen) das Koagulat sich vorzugsweise zwischen den gleichgroßen Elektrodenflächen aufbaut. Variationen in der Gewebestruktur oder der Gewebedurchblutung führen bei einer solchen symmetrischen Anordnung der Elektroden kaum zu einer Verlagerung des Ortes des Koagulats aus dem Bereich zwischen den Elektrodenflächen.

Bei extrem asymmetrisch gestalteten Elektrodenflächen (also einem extremen Unterschied der Abmessungen der Elektrodenflächen) wächst das Koagulat ähnlich wie bei einer sogenannten monopolaren Elektrode kugelförmig um die kleinere vordere Elektrode. Liegt dabei die vordere Elektrodenfläche in einer Gewebezone mit inhomogener Leitfähigkeit, breitet sich das Hochfrequenzfeld in nicht exakt steuerbarer Weise aus. Eine Anordnung extrem asymmetrischer Elektroden ist insofern ähnlich einer reinen monopolen Anordnung, bei der eine verhältnismäßig große zweite Elektrode durch eine "Neutralelektrode" gebildet wird.

Die erfindungsgemäße Erkenntnis, daß es auf die Abmessungen der Elektroden und insbesondere das Verhältnis dieser Abmessungen ankommt, ermöglicht es, genau gesteuerte Koagulationen in Gewebestrukturen mit stark inhomogenen Eigenschaften zu erzielen, d. h. die Bildung des Koagulats läßt sich wunschgemäß steuern.

In einer bevorzugten Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorgesehen, daß das Verhältnis der Abmessungen der vorderen und der hinteren Elektrode 5 : 6 bis 1 : 5 beträgt.

Die vordere Elektrode ist 5 bis 50%, bevorzugt 10 bis 30%, kürzer als die hintere Elektrode. Der Begriff der "Abmessung" ist bei gekrümmter Ausgestaltung der Elektroden, insbesondere der vorderen Elektrode, so zu verstehen, daß die Projektion der Außenfläche der Elektroden auf eine zur Längsachse der langgestreckten

Koagulationsvorrichtung parallele Gerade gemeint ist.

Es hat sich überraschenderweise gezeigt, daß bei einer erfindungsgemäßen Ausgestaltung der Abmessungen der Elektroden ein Verlauf der HF-Feldlinien erreicht wird, der auch bei inhomogenen Verhältnissen in der Umgebung der Elektroden zu einer gleichmäßigen und gut steuerbaren Koagulation führt. Die Läsion ist sehr gut steuer- und eingrenzbar. Dies gilt insbesondere für Anwendungen am lebenden pulsierenden Herzen, wo bei das Instrument im Blut liegt und die vordere Elektrode gegen das Herzgewebe drückt. Bei einem Koagulationsversuch mit einer symmetrischen Elektrodenanordnung (d. h. gleichen Abmessungen der Elektroden) ist im Herzgewebe kaum eine Läsion feststellbar. Es bilden sich statt dessen gefährliche Blutgerinse an der im Blut liegenden Elektrodenfläche. Ist hingegen die Elektrodenanordnung zu stark asymmetrisch, so wird der Koagulationsherd durch die stark ungleiche Leitfähigkeit von Blut und Gewebe unkontrollierbar verschleppt.

Nur bei einer erfindungsgemäßen, also wenig asymmetrischen Anordnung der Elektroden bleibt der Koagulationsherd dicht bei den Elektroden. Dabei wird die Koagulation in an sich bekannter Weise temperaturgesteuert. Hierzu wird gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung in der vorderen Elektrode ein Thermosensor eingebettet.

Gemäß einer anderen bevorzugten Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist vorgesehen, daß mehr als zwei Elektrodenflächen im vorderen Bereich des Instrumentes angeordnet sind. Die Koagulation kann dann wahlweise zwischen ausgewählten Elektrodenflächen durchgeführt werden.

Eine andere Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, daß auf die einzelnen Elektrodenflächen gleichzeitig oder nacheinander unterschiedliche Hochfrequenzenergien abgegeben werden. Damit ist es möglich, eine gezielt berechenbare Verteilung der Hochfrequenzenergie im Gewebe zu erreichen.

Gemäß einer anderen Variante sieht die Erfindung vor, die Elektrodenflächen nicht nur für die Koagulation sondern auch als Meßsensoren zum Bestimmen der Impedanz des umliegenden Gewebes zu benutzen.

Gemäß einer anderen Abwandlung sieht die Erfindung vor, die unterschiedlichen Elektrodenflächen außer für die Koagulation auch als Meßsensoren zum Bestimmen der räumliche Verteilung der Hochfrequenzenergie und zum Steuern der Koagulationsausbreitung zu verwenden.

Gemäß einer anderen Ausgestaltung, die auch unabhängig von den übrigen Merkmalen der Erfindung verwendbar ist, ist vorgesehen, daß in der Spitze des Koagulationsgerätes ein als solches bekannter Drucksensor angeordnet ist, um unterschiedliche Gewebestrukturen feststellen zu können. Auch ist es möglich, mit einem solchen Drucksensor Drücke, insbesondere Flüssigkeitsdrücke, vor, während und nach der Koagulation zu messen.

Gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung dieses Ausführungsbeispiels der Erfindung ist der Drucksensor richtungsabhängig in der Spitze des Koagulationsinstrumentes angeordnet, so daß er zur Lagebestimmung der Elektroden verwendbar ist.

Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigt:

Fig. 1 eine Vorrichtung für die Hochfrequenzkoagulation in schematischer Darstellung und

Fig. 2 das Detail A der Vorrichtung gemäß Fig. 1 in

vergrößertem Maßstab.

Bei der in den Figuren gezeigten Vorrichtung handelt es sich um einen Herzkatheter, der aus einer hoch elastischen, mit extrem elastischem Kunststoff ummantelten Stahlfeder besteht.

Eine Metallhülse (1) enthält mikroelektronische Einrichtungen zum digitalen Kodieren des verwendeten Instrumententyps und zur Speicherung der physikalischen Eigenschaften des Instrumentes. Mittels eines Steckverbinders (2) wird die Vorrichtung an einen als solches bekannten Hochfrequenzgenerator angeschlossen. Die Grundsätze der Hochfrequenzkoagulation und deren Steuerung werden hier als bekannt vorausgesetzt.

Fig. 2 zeigt das Detail A von Fig. 1 und die erfundungsgemäße Ausgestaltung der Spitze der Koagulationsvorrichtung.

Eine Spiralfeder (3) aus Federstahl stützt und führt die Elektroden. Die Spiralfeder (3) ist außenseitig von Isolationsmaterial (3') ummantelt, so daß die Zuführung (5) für eine hintere Elektrode (5) elektrisch von der Spiralfeder (3) getrennt ist. Außenseitig der Zuführung (5') ist ein Isolationsmantel (4) aus isolierendem Kunststoff gemäß Fig. 2 angeordnet.

Wie Fig. 2 zu entnehmen ist, sind alle dargestellten Bauteile der Koagulationsvorrichtung rotationssymmetrisch in bezug auf eine Längsachse (9). In Richtung auf das patientenseitige Ende der Vorrichtung schließt sich an die hintere Elektrode (5) ein Ring (6) aus elektrisch isolierendem Material (Kunststoff) an. Am patientenseitigen Ende der Vorrichtung schließt sich an den Ring (6) eine vordere Elektrode (8) an. Die Außenflächen der hinteren Elektrode (5), des isolierenden Ringes (6) und der vorderen Elektrode (8) schließen bündig stufenlos aneinander an. Die freiliegenden, also mit dem Gewebe etc. in Kontakt kommenden Außenflächen (10, 11) der vorderen bzw. hinteren Elektrode (8) bzw. (5) sind zylindrisch, koaxial und weisen außerhalb eines gebogenen Abschnittes (10') der vorderen Elektrode (8) gleichen Durchmesser auf.

In Fig. 2 sind die Abmessungen (d<sub>1</sub>) der vorderen Elektrode (8), (d<sub>3</sub>) des isolierenden Ringes (6) und (d<sub>2</sub>) der hinteren Elektrode (5) einschließlich beispielhafter Angaben in Millimeter dargestellt. Beim dargestellten Ausführungsbeispiel beträgt die Abmessung (d<sub>1</sub>) der vorderen Elektrode (8) in Richtung der Längsachse (9) 3 mm, während die entsprechende Abmessung (d<sub>2</sub>) der hinteren Elektrode (5) 4 mm beträgt. Das Verhältnis der Abmessung ist also 3 : 4. Die Abmessung (d<sub>3</sub>) des isolierenden Ringes (6) in Richtung der Längsachse (9) entspricht der Abmessung (d<sub>1</sub>) der vorderen Elektrode (8).

Die Abmessung (d<sub>3</sub>) des isolierenden Ringes entspricht bevorzugt der Abmessung (d<sub>1</sub>) der vorderen Elektrode (8) mit einer Abweichung von  $\pm 25\%$ .

Genau in der Mitte der vorderen Elektrode (8) ist ein NiCr-Ni-Thermoelement (7) angeordnet, das mittels eines sehr gut thermisch leitenden Klebers befestigt ist. Das Thermoelement (7) dient der Temperatursteuerung der Koagulation.

#### Patentansprüche

60

1. Vorrichtung für eine Hochfrequenzkoagulation von biologischem Gewebe mit zumindest einer vorderen (8) und einer hinteren Elektrode (5), die jeweils zumindest teilweise zylindrisch und in Richtung einer gemeinsamen Längsachse (9) hintereinander angeordnet sind sowie freiliegende Außenflächen (10, 11) aufweisen, die unterschiedliche

Abmessungen (d<sub>1</sub>, d<sub>2</sub>) in Richtung der Längsachse (9) haben, dadurch gekennzeichnet, daß die Abmessung (d<sub>1</sub>) der vorderen Elektrode (8) kleiner ist als die Abmessung (d<sub>2</sub>) der hinteren Elektrode (5).

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Verhältnis der Abmessungen der vorderen und der hinteren Elektrode 5 : 6 bis 1 : 5 beträgt.

3. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß in der vorderen Elektrode zwischen deren Außenflächen (10) ein Thermosensor (7) angeordnet ist.

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mehr als zwei Elektroden im vorderen Bereich der Vorrichtung angeordnet sind und wahlweise eine Koagulation zwischen verschiedenen Elektrodenflächen vorgesehen ist.

5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß auf die einzelnen Elektrodenflächen gleichzeitig oder nacheinander unterschiedliche Hochfrequenzenergien übertragbar sind.

6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrodenflächen (10, 11) als Meßsensoren zum Bestimmen der Gewebeimpedanz vorgesehen sind.

7. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektrodenflächen (10, 11) als Meßsensoren zum Bestimmen einer Hochfrequenzverteilung und zur Überwachung der Koagulationsausbreitung verwendet werden.

8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß im vorderen Bereich der Vorrichtung ein Drucksensor angeordnet ist.

9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein richtungsabhängiger Drucksensor in der Spitze der Vorrichtung angeordnet ist.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

